ÜBER DIE MESSUNG DES ZEITAUFLÖSUNGSVERMÖGENS DES GEHÖRS

Herbert Ernst Friedrich Veith

Diss München
1903

Aus der Klinik und Poliklinik
für Hals-Nasen- und Ohrenkranke der Universität München
Direktor: Prof. Dr. H. H. Naumann

ÜBER DIE MESSUNG DES ZEITAUFLÖSUNGSVERMÖGENS DES GEHÖRS

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Herbert Ernst Friedrich Veith
aus Augsburg

1982

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K. Schorn
Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. H. Naumann
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 17.05.1983

Meinen Eltern

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544308_0043

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
A. EINLEITUNG		
I.	Geschichtliche Entwicklung in der Zeitmessung des Gehörs	1
II.	Fragestellung und Bedeutung des Themas	3
B. THEORETISCHER TEIL		
I.	Kurze Darstellung der Anatomie des Innenohres	4
II.	Anatomisch-physiologische Grundlagen der Zeitauflösung	6
III.	Meßaufbau	
	1. Kietztest	7
	2. Mithörschwellenperiodenmuster	8
	3. Entwicklung des Messverfahrens	10
	4. Festlegung der zweckmäßigen Parameter	11
C. EXPERIMENTELLER TEIL		
I.	Aufbau und Funktionsweise des Geräts	12
II.	Versuchsablauf und Darstellung der Ergebnisse	14
III.	Patientengut	15
D. ERGEBNISSE		
	Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit	
I.	normalem Gehör	17
II.	Schalleitungsschwerhörigkeit	19
III.	kombinierter Schwerhörigkeit	21
IV.	Lärmschwerhörigkeit	22
V.	toxischer Schwerhörigkeit	24
VI.	Hörsturz	26
VII.	Morbus Ménière	28
VIII.	Altersschwerhörigkeit	30
IX.	retrocochleärer Schwerhörigkeit	32
E. DISKUSSION		34
F. ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK		38
G. LITERATURVERZEICHNIS		39

A. EINLEITUNG

I. Geschichtliche Entwicklung in der Zeitmessung des Gehörs

Spielt man eine Schallplatte oder ein Tonband mit halber Originalgeschwindigkeit ab, erfolgt die Tonwiedergabe um eine ganze Oktave tiefer. Die Musikwiedergabe bleibt in diesem Fall voll erkennbar, jedoch die Sprachwiedergabe ist stark verzerrt. Die Sprache wird völlig unverständlich, wenn die Verzögerung anderthalb Oktaven beträgt. Bei entsprechender Erhöhung der Geschwindigkeit kann man die gleichen Veränderungen beobachten.

Durch dieses einfache Experiment ist bewiesen, daß die Sprache feste Zeitmuster enthält, die im Gegensatz zur Musik durch Veränderung der Wiedergabegeschwindigkeit zerstört werden. Obwohl sicher viele Naturwissenschaftler seit 1878 (Edison: Phonograph) diese Entdeckung gemacht haben, glaubte man bis 1920, alle Hörphänomene mit Schallfrequenz und Intensität erklären zu können.

Der Musikwissenschaftler Erich v. Hornbostel (14) wies mit seiner Versuchanordnung im Jahre 1920 nach, daß das menschliche Ohr beim Richtungshören Zeitdifferenzen von 1/30.000 Sek. wahrnehmen kann. Eine derartige Messgenauigkeit schien bei einer Leitgeschwindigkeit der Nervenerregung zwischen 1 und 100 m/sec. je nach Art, Dicke und Beschaffenheit des Nervs und bei der normalen Schwankungsbreite der Latenzzeit der Nervenzellen unmöglich. Die Physiologen Kreidl und Gatscher (21) bestritten noch 1923 Hornbostels Beobachtungen mit dem Hinweis auf die von ihnen gemessene dichotische Zeitschwelle von 18 - 30 Millisekunden. Dagegen schrieb 1940 Meyer zum Gottesberge (25), daß die Wahrnehmbarkeit so kleiner Zeitdifferenzen (1/30.000 sec) experimentell einwandfrei nachweisbar sei. Békésy (1) zeigt 1928, daß die Frequenzanalyse auf der Basilarmembran nicht durch Resonanz, sondern durch zeitliche und räumliche Dispersion erfolgt. Die von ihm entdeckte, auf der Basilarmembran entlangwandernde Schlauchwelle zerlegt den Klang zeitlich und räumlich. Ranke (26) errechnete daraus eine Zeitdifferenz von 2 msec zwischen 100 und 1000 Hz auf der Basilarmembran. 1933 konnte Békésy mit Hilfe des Hornbostelschen Zeitmeßeffektes auch die an nicht korrespondierenden Stellen der Basilarmembran hervorgerufene Zeitdifferenz am lebenden Menschen messen. Er schaltete durch Maskierung mit hohen oder tiefen Tönen auf einem Ohr aus einem Knack die hohe bzw. tiefe Tonempfindung aus, verstärkte das Knackgeräusch auf dem maskierten Ohr dann so lange, bis es gleich laut auf beiden Ohren empfunden wurde und maß die Zeitdifferenz, die erforderlich war, um den Knack genau in der Kopfmitte zu hören. Entsprechend Rankes Berechnungen fand

er im Frequenzbereich von 10.000 bis 800 Hz keine messbare Differenz. Jedoch entdeckte er eine Differenz von 1,3 msec bei den Frequenzen zwischen 800 und 100 Hz.

Bei der direkten Messung der Aktionspotentiale am Hörnerv der Katze, direkt vor den Cochleariskernen fanden Stevens und Davis (29) eine Zeitdifferenz von 1,9 msec zwischen 2500 und 350 Hz. Békésy hatte mit diesem Versuch – ebenso wie später Wevers (31) – ebenfalls nachgewiesen, daß das Zentralorgan beim Richtungszeitmessen die Schwankungsbreite der einzelnen Impulse ausgleicht indem das statistische Mittel einer großen Zahl von Nervenimpulsen ermittelt wird. Galambos (11) untersuchte als erster 1943 einzelne Hörnervenfasern mit Mikroelektroden und konnte 1959 zusammen mit Schwartzkopf nachweisen, daß die Laufzeitverrechnung beim Richtungshören schon im Nucleus accessorius im Trapezkörper des Mittelhirns erfolgt. Bis dahin müssen vom Ohr aus eine Schaltverbindung im Cochleariskern und eine in der oberen Olive durchlaufen werden. Die Schaltgeschwindigkeit in den Ganglienzellen ist jedoch abhängig von der Erregungsstärke. Keidel und Wiegand (16) zeigten 1960, daß daher der stärkere Impuls vor dem schwächeren den Nucleus accessorius erreicht. Deshalb wird die Tonstärkendifferenz im Nucleus accessorius nur als Zeitdifferenz verrechnet und löst dadurch ebenfalls eine Richtungsempfindung aus.

Keidel (18) sowie Schwartzkopf (27) fanden mit Mikroelektroden im Thalamus eine große Anzahl von Zellen, die ihre Reaktion jeweils auf die verschiedensten akustischen Phänomene und Zeitfolgen spezialisiert haben. Sie fanden unter anderem die als Clocks benannten Zellen, die als Zeitgeneratoren funktionieren. Sie reagieren auf eine feste Frequenz. Andere Zellen reagieren nur auf einzelne Vokale und Konsonanten oder als "Transientdetektoren" auf komplexe Schallkombinationen und Zeitfolgen. Diese "nervenphysiologische Resonanz" (27) ist entwicklungsgeschichtlich um Jahrmillionen älter als das Cortiorgan, die Basilarmembran, die Wanderwelle und die Cochlea. Man kann annehmen, daß auch die Sinneszellen im Cortiorgan oder im Ganglion spirale ähnliche nervenphysiologische Resonatoren sind (28). Das würde die Schärfe der neural gemessenen Frequenzanalyse (15) gegenüber der sehr unscharfen Frequenzanalyse durch die Wanderwelle erklären. Sicher ist jedenfalls, daß die Sprachperzeption und Zeitanalyse schon im Thalamus stattfindet (10, 18, 27) und nicht wie beim Sehakt erst in der Hirnrinde. Diese Zeitanalysen beim Richtungshören sind nur möglich, wenn die Signalübertragung vom Cortiorgan aus mit einer Präzision stattfindet, die sonst im Nervensystem unbekannt ist. Bei einer Leitungsgeschwindigkeit des Akustikusnervs von 30 m/sec würde schon 1 mm Längendifferenz des statistischen Mittels analoger Nervenfasern zwischen

zwischen den beiden Akustikusnerven den Hornbostel-Effekt von 0,03 msec unmöglich machen.

II. Fragestellung und Bedeutung des Themas

Aufgabe der vorliegenden Arbeit soll es sein, an einem großen Patientengut das Zeitauflösungsvermögen des Gehörs, das für die Spracherkennung eine sehr wichtige Eigenschaft darstellt, in einem audiometrischen Test zu überprüfen.
Das Verfahren mit der Frequenzbandbegrenzung des verdeckenden Schalls wird hier angewandt, um das Zeitauflösungsvermögen und seine Beziehung zur Sprachverständlichkeit systematisch an verschiedenen Gruppen von Hörgeschädigten zu untersuchen. Nach gesicherter klinischer Diagnose soll das Zeitauflösungsvermögen folgender Gruppen von Normalhörenden und Hörgeschädigten gemessen werden:

1. Normalhörende
2. Schalleitungsschwerhörigkeit
3. kombinierte Schwerhörigkeit
4. Lärmschwerhörigkeit
5. toxische Schwerhörigkeit
6. Hörsturz
7. Morbus Ménière
8. Altersschwerhörigkeit
9. Retrocochleäre Schwerhörigkeit

Nachfolgend wird also einerseits untersucht, wie sich das Zeitauflösungsvermögen in den genannten Patientengruppen verhält, und andererseits soll geprüft werden, ob das ermittelte Zeitauflösungsvermögen von differenzialdiagnostischer Bedeutung ist.

B. THEORETISCHER TEIL

I. Kurze Darstellung der Anatomie des Innenohres

Das innere Ohr liegt im Felsenbein und enthält das Gleichgewichtsorgan und das Hörorgan. Seiner Form wegen bezeichnet man das Hörorgan auch als Schnecke, bzw. Cochlea, die aus drei übereinanderliegenden Kanälen besteht. Diese Kanäle sind schneckenförmig aufgerollt und heißen Scala tympani, Scala media und Scala vestibuli. Scala tympani und Scala vestibuli sind am Helicotrema miteinander verbunden und enthalten Perilymphe, eine Na^+-reiche Flüssigkeit. Die Scala media ist mit K^+-reicher Endolymphe angefüllt. Die peri- bzw. endolymphatischen Räume von Cochlea und Vestibularorgan stehen miteinander in Verbindung. Der Stapes grenzt am ovalen Fenster mit seiner Fußplatte an die Perilymphe der Scala vestibuli und das Ringband dichtet dort den Perilymphraum gegen die Paukenhöle ab. An der Basis der Scala tympani befindet sich das runde Fenster, das durch eine feine Membran abgeschlossen ist, so daß auch hier keine Perilymphe austreten kann. Abb. 1 (20)

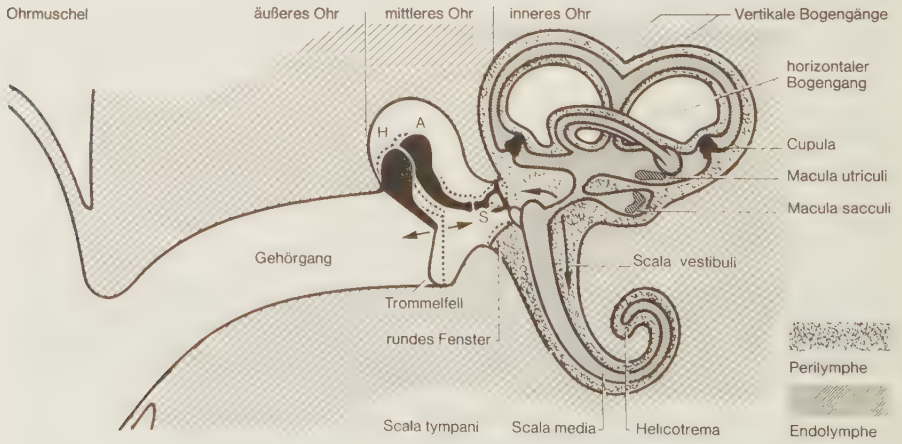

Abb. 1: Schematische Darstellung von äußerem, mittlerem und innerem Ohr; H Hammer, A Amboß, S Steigbügel; Punktiert eingezeichnet ist ein Extremwert eines Schwingungszustandes des Trommelfell-Gehörknöchelchen-Apparates (20)

Die Abb. 2 zeigt einen Querschnitt durch die Schneckenwindung. Zwischen der Scala vestibuli und der Scala media liegt die Reißnersche Membran. Die Scala media und die Scala tympani sind durch die Basilarmembran voneinander getrennt, auf der sich das Cortische Organ befindet. Darin liegen die Rezeptoren, die in innere und

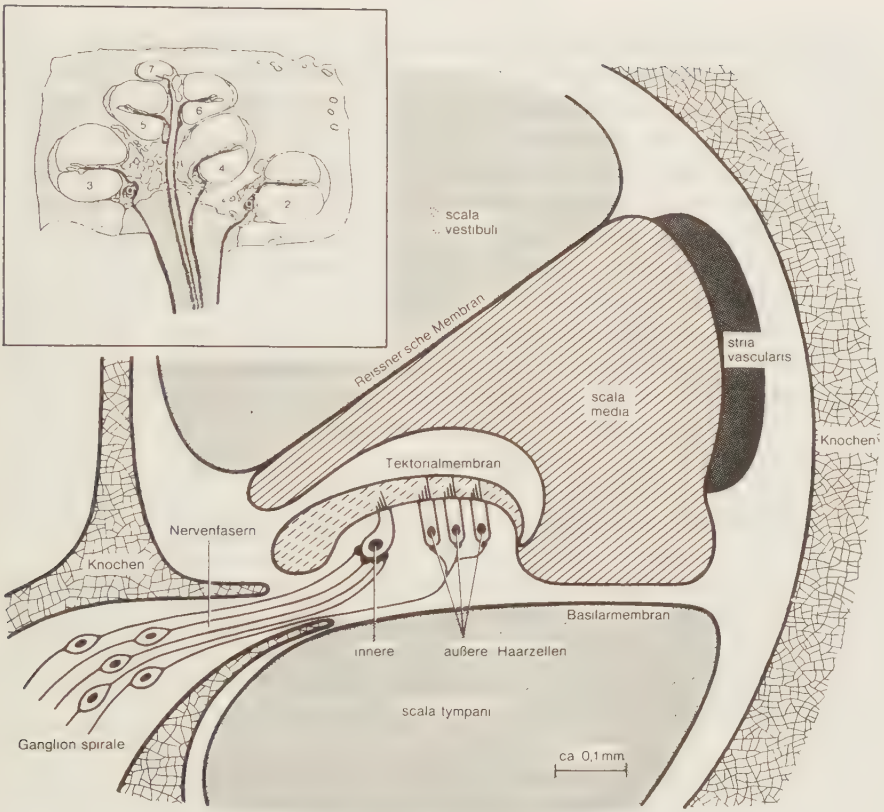

Abb. 2: Schnitt durch eine Windung der Cochlea (20)

äußere Haarzellen eingeteilt werden. Die äußeren Haarzellen sind dreireihig und die inneren einreihig angeordnet. Es gibt beim Menschen etwa 3.500 innere und 12.000 äußere Haarzellen, von denen Nervenfasern zum Ganglion spirale führen, das inmitten der Cochlea liegt. Über das Cortische Organ deckt sich die Tektorialmembran, eine gallertige Masse, die an der Innenseite der Schnecke befestigt ist. An der Außenseite der Scala media befindet sich die Stria vascularis, ein blutgefäßreiches und stoffwechselaktives Gebiet, das für die Energieversorgung der Cochlea und die Zusammensetzung der Endolymphe wichtig ist. Dort gibt es verschiedene Ionenpumpen, die das Ionenmilieu in den Innenohrflüssigkeiten aufrechterhalten.

Physiologisch gesehen überträgt der Stapes mittels Schwingung die Schallenergie auf die Perilymphe der Scala vestibuli. Die Innenohrflüssigkeiten sind inkompressibel,

wodurch die Membran des runden Fensters nach innen, bzw. nach außen bewegt wird. Durch diese Volumenverschiebung wird die Basilarmembran zunächst aus der Ruhelage ausgelenkt. Diese Ausbauchung der Basilarmembran pflanzt sich in Form einer Wanderwelle mit unterschiedlicher Geschwindigkeit und Reichweite vom Stapes in Richtung auf das Helicotrema fort. Es kommt zu einer Dispersion, d. h. zu einer räumlichen Trennung nach Frequenzen. Schwingungen mit hoher Frequenz haben ihr Amplitudenmaximum nahe dem ovalen Fenster, die mit niederer Frequenz in der Nähe des Helicotremas. Durch die Relativbewegung zwischen der Basilarmembran und der Tektorialmembran wirken Scherkräfte, die den adäquaten Reiz für die Haarzellen darstellen. Durch die Abscherung der Cilien werden Ionenströme hervorgerufen, die am basalen Teil der Haarzellen die Ausschüttung eines Transmitters bewirken, der die afferenten Nervenfasern erregt.

II. Anatomisch-physiologische Grundlagen der Zeitauflösung

Im Gegensatz zu der sehr verschiedenen Dicke der Nervenfasern im übrigen Nervensystem haben die Fasern des Nervus acusticus eine ungewöhnlich gleichmäßige Dicke von ca. 5 μ (22). Da die Leitungsgeschwindigkeit der Nerven mit der Dicke wächst, haben die Fasern des Nervus acusticus folglich eine sehr gleichmäßige Leitungsgeschwindigkeit.

Die Fehlerquellen bei der Reizleitung sind umso kleiner, je kürzer die Leitungswege sind (18). Da nun die Sprachperzeption schon im Thalamus stattfindet (10) und die Entfernung des Cortischen Organes vom Thalamus nur etwa 4 cm beträgt, ist der Akustikus mit Abstand der kürzeste Nerv im Körper. Auch die Schneckenwindungen sind nach Keidel (18) eine Verkleinerung des Schallempfängers, um möglichst kurze Übertragungswege zu erzielen.

Durch die große Windung an der Schneckenbasis und die kleineren Windungen zur Spitze hin werden fast gleich lange Nervenfasern des Akustikus für alle Tonhöhen ermöglicht (Abb. 2) (12). Die 10mal langsamer leitenden, hinter der Habenula perforata marklosen Nervenfasern vom Ganglion spirale (G) zum Cortischen Organ sind durch den kleineren Querschnitt der 3. Spitzenwindung (9, 10, 11) 2 - 3mal kürzer als in der 2. und 1. Windung (2, 3, 4). Die etwas größere Länge der markhaltigen Akustikusfasern mit höherer Leitungsgeschwindigkeit zur 2. und 3. Windung hin wird dadurch ausgeglichen. Die Schneckenwindungen stellen daher ein Synchronisierungsorgan dar.

Die Ermittlung statistischer Mittelwerte zahlreicher einzelner Nervenimpulse erfolgt durch neurophysiologische Computer (2, 31). Galambos, Schwarztkopff und Rupert (11) fanden im Nucleus accessorius der oberen Olive der Katze Zellen, die bei binauraler Klickreizung noch Zeitunterschiede von 0,4 msec messen können. Höhere akustische Zentren müssen nach Schwartzkopf (27) in der Lage sein, aus Hunderten von Zellen des gleichen Typs, die auf denselben Reiz antworten, statistisch Zeitunterschiede von 0,04 msec messen zu können. Dies wäre eine gute Annäherung an den Wert von 0,03 msec, beim Menschen gemessen.

Heermann (13) findet, daß bei monauraler Darbietung sich eine merkbare Hörverschlechterung erst bei einer zeitlichen Verzögerung von über 10 msec zeigt. Eine völlige Unverständlichkeit der Sprache wird bei 90 msec Verzögerung erreicht. Bei 20 msec verschwinden zuerst die Plosivlaute (P, T, K) und dann die übrigen Konsonanten. Die Vokale bleiben bis 100 msec Verzögerung verständlich. Die für das Sprachhören unbedingt erforderliche Zeitmessung ist demnach über 100mal weniger empfindlich, als beim Stereo- und Richtungshören. Beim Sprachhören ist nicht nur die Analyse des Ortsmusters auf der Basilarmembran (Frequenzen), sondern auch die fortlaufende Analyse des zeitlichen Ablaufs der Wanderwelle (Periodizität) erforderlich (16, 17, 18,27). Der Mechanismus dieser Zeitanalyse wird in den Verzögerungsversuchen zerstört. Schwerhörige, bei denen das Sprachaudiogramm weit schlechter ist als das Tonaudiogramm, leiden demnach an einer Störung der Zeitanalyse im Ohr, sofern es sich nicht um eine psychogene Erkrankung handelt.

III. Meßaufbau

1. Kietztest

Der Kietztest mißt die Readaptation des Ohres, d. h. die Rückkehr zur eigentlichen Hörschwelle nach Aufhören des akustischen Reizes (22). Der Test gilt als Vorläufer des in der vorliegenden Arbeit angewendeten Verfahrens mit der Frequenzbandbegrenzung des verdeckenden Schalls.
Kietz versuchte mit Hilfe eines Kurzzeitschalters die Tonhörschwelle in Geräuschpausen zu bestimmen, indem er dem Dauerton ein regelmäßig unterbrochenes Geräusch im Zeitverhältnis 430 : 70 msec überlagerte. Je schneller sich das Ohr in der Geräuschpause wieder an leise adaptierte, umso leiser konnte der Ton sein. Umgekehrt wurde bei verzögerter Readaptation der Ton erst hörbar, wenn er in seiner Lautstärke annähernd mit der des Impulsrauschens übereinstimmte (Abb. 3). Die

Impuls-Pausenzeiten waren so gewählt, daß die Impulsgeräuschtonschwelle des Normalhörenden etwa in der Mitte zwischen der Tonhörschwelle und der Geräuschtonschwelle lag.

Abb. 3: Normalerweise ist die Readaptation schnell abgeklungen (a), in pathologischen Fällen ist sie verzögert (b), normale Readaptation bei verschieden hoher Tonschwelle (c), verzögerte Readaptation und hohe Tonschwelle (d) (22)

2. Mithörschwellenperiodenmuster

Das Zeitauflösungsvermögen kann durch Vor-, Simultan- und Nachverdeckung beschrieben werden. In verschiedenen Arbeiten hat Fastl (5, 6, 7) sehr ausführlich über damit zusammenhängende Meßergebnisse berichtet. Die Kombination aus den Wirkungen von Vor-, Simultan- und Nachverdeckung wird in den sogenannten Mithörschwellen-Periodenmustern von periodisch amplitudenmodulierten Maskierern

ausgemessen (32). Dabei wird ein Schall, z. B. ein Oktav-Rauschen, periodisch mit einer Modulationsfrequenz von z. B. 15,6 Hz rechteckförmig moduliert. Die Periode dieses maskierten Schalls beträgt 64 msec, wobei das Rauschen 32 msec ein- und 32 msec ausgeschaltet ist. Innerhalb dieser Periode wird zu einem definierten, von Meßpunkt zu Meßpunkt veränderbaren Zeitpunkt jeweils ein kurzer, z. B. 4 msec langer Testtonimpuls dargeboten. Da sich die Perioden mit 15,6 Hz wiederholen, ist der Testschall eine Pulsfolge von Tonimpulsen der Folgefrequenz 15,6 Hz. Verdeckender Schall und Testschall sind zeitlich synchronisiert: Zur Bestimmung des Mithörschwellen-Periodenmusters wird die Mithörschwelle des Testschalls als Funktion der zeitlichen Verschiebung des Testschalls innerhalb einer Periode des verdeckenden Schalles gemessen.

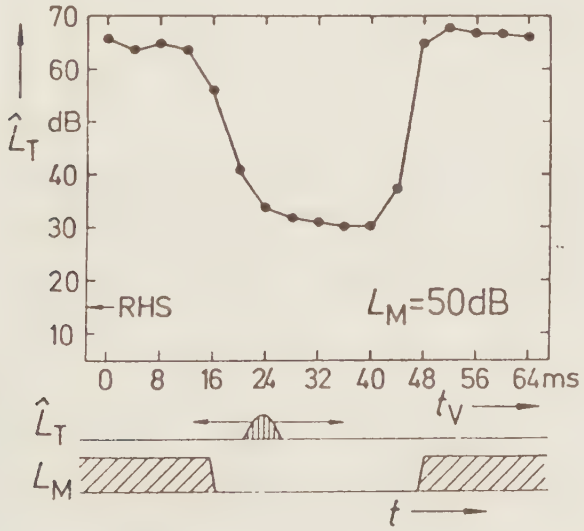

Abb. 4: Mithörschwellenperiodenmuster von 4 ms langen 1,5 kHz-Tonimpulsen, verdeckt durch Oktavrauschen bei 1,5 kHz Mittenfrequenz und einem Pegel L_M von 50 dB, das mit 15,6 Hz rechteckförmig moduliert ist. (33)

In Abb. 4 ist das Ergebnis für ein verdeckendes Oktav-Rauschen der Mittenfrequenz 1,5 kHz (rechteckförmig mit 15,6 Hz in der Amplitude vollständig moduliert) dargestellt. Die Testtonfrequenz beträgt 1,5 kHz, die Testtondauer 4 msec bei 2 msec Anstiegs- und Abfallzeit. Der Pegel L_T, aus dem der gerade wahrnehmbare Testton-

impuls ausgeschnitten wurde, ist in Abhängigkeit von der Verzögerungszeit t_V innerhalb einer Periode des verdeckenden Schalls dargestellt. Es wurden 16 Meßpunkte innerhalb der Periode von 64 msec gewählt. In der Abb. 4 sind unten eine Periode des verdeckenden Schalles (schräg schraffiert) sowie ein Testimpuls (senkrecht schraffiert) dargestellt. Der Pegel L_M des Oktavrauschens, aus dem der verdeckende Schall ausgeschnitten wurde, beträgt 50 dB.
Das Mithörschwellen-Periodenmuster zeigt hohe Mithörschwellen in denjenigen Teilen der Periode, in denen der verdeckende Schall eingeschaltet ist. Die Mithörschwelle sinkt nach dem Abschalten des verdeckenden Schalles langsamer ab (Nachverdeckung), als sie vor dem Einschalten wieder ansteigt (Vorverdeckung). Die Ruhehörschwelle (RHS), die durch einen Pfeil gekennzeichnet ist, wird während der Pause nicht erreicht, vielmehr liegt das Minimum des Mithörschwellen-Periodenmusters bei den gewählten Parametern etwas unter der Mitte zwischen dem Maximum und der Ruhehörschwelle.

3. Entwicklung des Meßverfahrens

Für die Charakterisierung des Zeitauflösungsvermögens ist nicht der Vorlauf des Mithörschwellen-Periodenmusters im Detail entscheidend, sondern die Differenz zwischen dem Maximum und dem Minimum im Vergleich mit dem Wert der Ruhehörschwelle. Anstelle der 16 Meßpunkte des gesamten Mithörschwellen-Periodenmusters werden lediglich die beiden für die Extrema maßgeblichen Werte bei $t_V = 0$ bzw. bei $t_V = 32$ msec bestimmt. Es kann jedoch nicht angenommen werden, daß das Minimum immer genau in der Mitte der Pause liegt (32), es verschiebt sich häufig nach größeren Verzögerungszeiten. Noch günstiger ist es, das Minimum nicht mit Impulsen, sondern mit Dauertesttönen auszumessen. Dies ist erlaubt, wenn die Verschiebung der Mithörschwelle nach kleineren Regeln als Folge der Integrationseigenschaften des Gehörs berücksichtigt wird. Wird das Maximum ebenfalls mit Dauertesttönen bestimmt, so ist dies leicht möglich, da nur die Differenz zwischen Maximum und Minimum wichtig ist. Das Maximum läßt sich mit einem Dauertestton bestimmen, wenn die Pause im amplituden-modulierten verdeckenden Oktavrauschens abgeschaltet und der verdeckende Schall ebenso wie der Testschall als Dauerschall angeboten wird.

Diese Methode hat außerdem den großen Vorteil, daß der Patient immer auf denselben Testton zu achten hat. Dieser wird zweckmäßigerweise unterbrochen dargeboten (500 msec ein, 500 msec aus). Von diesem unterbrochenen Testton wird erstens die Ruhehörschwelle (RHS) und zweitens die Mithörschwelle bei verdeckendem Ok-

tavrauschen gemessen. Hiermit ergeben sich aus drei Testdauerton-Schwellenmessungen, neben der Ruhehörschwelle (RHS) zwei weitere Meßwerte, die eine enge Beziehung zum Maximum bzw. Minimum des Mithörschwellen-Periodenmusters aufweisen und daher für das Zeitauflösungsvermögen des Gehörs charakteristisch sind.

4. Festlegung der zweckmäßigen Parameter

Sollen die drei Meßwerte für Normalhörende auf einer Geraden liegen, wenn sie in gleichem horizontalen Abstand voneinander aufgetragen sind (Abb. 5), und soll außerdem die Messung bei drei Frequenzwerten durchgeführt werden, so erscheint folgende Festlegung der Variablen zweckmäßig:

Testschall: unterbrochene Dauertöne (500 msec ein, 500 msec aus), bei Frequenzen von 500 Hz, 1500 Hz und 4000 Hz, einzustellen in 5 dB-Schritten für Schalldruckpegel zwischen –5 dB und 115 dB; zusätzlich eine Taste für 2,5 dB Absenkung zur genaueren Bestimmung der Schwelle.

verdeckender Schall: (D) Oktavbreites Dauerrauschen bei Mittenfrequenzen von 500 Hz, 1500 Hz und 4000 Hz einstellbar in 10 dB-Schritten für Schalldruckpegel zwischen 0 dB und 110 dB als Dauerschall. (MOD) Dasselbe Rauschen, jedoch rechteckförmig mit etwa 14 Hz amplitudenmoduliert, so daß Perioden von 72 msec und Pausen von 36 msec entstehen.

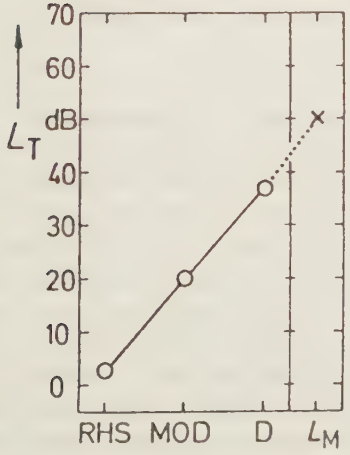

Abb. 5: Zugehörige Mithörschwellen von Dauertönen verdeckt durch Dauerrauschen (D) und durch moduliertes Rauschen (MOD), sowie Hörschwelle (RHS) (33)

C. EXPERIMENTELLER TEIL

I. Aufbau und Funktionsweise des Geräts

Abb. 6 zeigt links das Blockschaltbild des Geräts und rechts die zu den drei Kanälen gehörenden Zeitfunktionen. Das Gerät enthält ein Bedienungsfeld mit Tasten und Anzeige. Soweit zum Verständnis nötig, sind die Verbindungen zum Bedienungsfeld gestrichelt eingetragen.

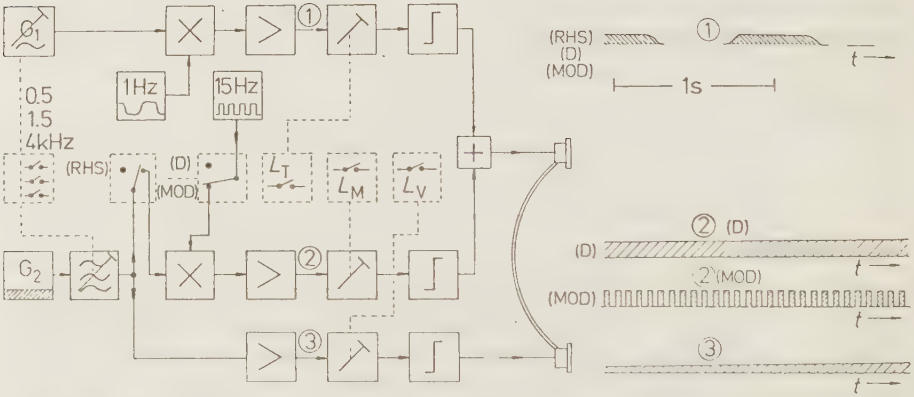

Abb. 6: Blockschaltbild des Geräts (links) und Zeitfunktionen der Schallpegel und den Kanälen (rechts). (33)

Der Testschall (Kanal 1) wird im Tongenerator G_1 erzeugt. Die drei Frequenzen 500 Hz, 1500 Hz und 4000 Hz sind einstellbar. Die Klirrfaktoren sind kleiner als 1 o/oo. Der nachfolgende Modulator sorgt dafür, daß der Testton „weich" (etwa 20 msec Übergangszeit) mit einer Frequenz von etwa 1 Hz unterbrochen wird. Der unterbrochene Ton wird verstärkt und über einen Teiler, einen Audiometer-Entzerrer (8) und einen Summationspunkt einer der beiden Kopfhörermuscheln zugeführt. Der Teiler wird vom Tastenfeld ausgesteuert, so daß je Tastendruck der Pegel um 5 dB ansteigt bzw. abfällt. Der Schalldruckpegel L_T wird mit Leuchtdioden angezeigt und ist zwischen –5 dB und 115 dB einstellbar. Der Testtonpegel kann durch Tastendruck zusätzlich um 2,5 dB abgesenkt werden, wobei die Anzeige blinkt. Die Zeitfunktion des für alle drei Messungen gleichartigen Testschalles ist rechts oben angegeben.

Der maskierende Schall (Kanal 2) wird im Generator G_2 für Weißes Rauschen erzeugt, dem ein Tiefpaß oder einer der beiden Oktavbandpässe nachgeschaltet wird.

Die Umschaltung der Filter, deren Verstärkung g in Abhängigkeit von der Frequenz f in Abb. 7 dargestellt wird, ist mit der Umschaltung der Testtonfrequenz gekoppelt.

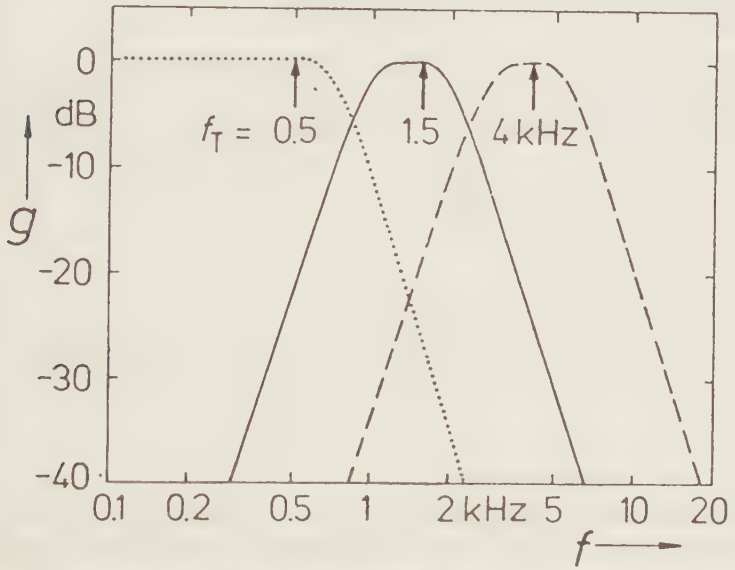

Abb. 7: Frequenzabhängigkeit der Verstärkung g der zur Herstellung der bandbegrenzten Rauschen benutzen Filter. Die Pfeile geben die zugehörigen Testtonfrequenzen f_T an.

Die Bandbreiten und die Dämpfungsflanken der Filter sind so gewählt, daß einerseits keine störenden Laufzeiten bei der Betriebsart (MOD) auftreten, andererseits aber der Lautstärkepegel des maskierenden Rauschens gegenüber demjenigen von weißem Rauschen erheblich abgesenkt wird. Dies ist insbesondere bei stark frequenzabhängigem Hörverlust für den Patienten sehr angenehm. Für die tiefe Frequenzlage (f_T = 500 Hz) wird der Oktavbandpass durch einen Tiefpaß ersetzt. Zur Messung der Ruhehörschwelle (RHS) bleibt im Kanal 2 das Rauschen abgeschaltet, lediglich zur Messung von Mithörschwellen (D) bzw. (MOD) wird der Ausgang des Filters an den Modulator weitergeführt. Für den Betriebszustand Modulation (MOD) wird der Modulator mit dem 14 Hz-Rechteckgenerator verbunden, so daß das maskierende Rauschen vollständig in der Amplitude moduliert wird. Für den Betriebszustand Dauerrauschen (D) wird der 14 Hz-Generator vom Modulator abgetrennt, so daß Dauerrauschen entsteht. Der maskierende Schall gelangt über Verstärker, Teiler, Audiometerentzerrer und Summationspunkt auf dieselbe Kopfhörermuschel wie der Testschall. Der durch Tastendruck gesteuerte Teiler mit Leuchtdio-

denanzeige erlaubt Schalldruckpegel zwischen 0 dB und 110 dB (einstellbar in 10 db-Stufen) für das maskierende Rauschen zu verwenden. Die Zeitfunktionen der im Kanal 2 entstehenden maskierenden Schallpegel sind für Dauerrauschen (D) und moduliertes Rauschen (MOD) in Abb. 6 rechts angegeben.

Als Vertäubungsrauschen (Kanal 3) wird das zur Testtonfrequenz gehörende Dauerrauschen benützt, das am Filterausgang abgenommen wird. Es gelangt über Verstärker, Teiler und Entzerrer auf die andere Muschel des Kopfhörers. Über Tastendruck kann der Pegel L_V des Vertäubungsrauschens in 10 dB Stufen zwischen 20 dB und 80 dB verändert werden. Er wird ebenfalls mit Leuchtdioden zur Anzeige gebracht.

II. Versuchsablauf und Darstellung der Ergebnisse

Bei jeder der drei Frequenzen (500 Hz, 1500 Hz und 4000 Hz) werden die drei Messungen durchgeführt, wobei sie in nachstehender Reihenfolge vorgenommen werden:

(RHS) Bestimmung der Hörschwelle des unterbrochenen Dauertones.
(D) Bestimmung der Mithörschwelle desselben Tones, verdeckt durch Daueroktavrauschen mit einem Pegel, der bei ausgeprägtem Hörverlust 30 dB, sonst 40 dB über dem Pegel der Ruhehörschwelle liegt.
(MOD) Bestimmung der Mithörschwelle desselben Tones, verdeckt durch dasselbe Rauschen, das jedoch mit 14 Hz rechteckförmig amplitudenmoduliert ist. Dieser Wert liegt für Versuchspersonen mit normalem Zeitauflösungsvermögen sehr genau zwischen dem (RHS)- und dem (D)-Wert in der Mitte.

Bei der Durchführung des Versuches wird zunächst die Testtonfrequenz 1500 Hz, die Betriebsart Hörschwelle (RHS) und ein Pegel des unterbrochenen Testtones gewählt, der für den Patienten hörbar ist. Nun wird der Patient informiert, daß er während aller Messungen ausschließlich auf diesen Testton zu achten habe. Der Patient soll durch Knopfdruck anzeigen, daß er den unterbrochenen Testton hört. Dieser Knopfdruck läßt eine Lampe aufleuchten, mit deren Anzeige und durch Veränderung des Pegels L_T des Testtones in 5 dB bzw. 2,5 dB-Stufen die Hörschwelle des Patienten bestimmt wird. Dieser Wert wird im Diagramm durch einen Kreis markiert. Nun wird die Mithörschwelle bei der Betriebsart Dauer (D) auf die gleiche Weise bestimmt, wobei der Pegel L_M des maskierenden Rauschens dazu etwa 35 dB über dem Hörschwellenpegel gewählt wird. Dieser Wert L_M wird im Diagramm an vorgesehener Stelle mit einem Kreuz gekennzeichnet, der Wert der Mit-

hörschwelle (D) wird an der entsprechenden Stelle durch einen Kreis markiert. Schließlich wird ohne Veränderung des Pegels L_M des maskierenden Rauschens als letzte Messung die Mithörschwelle bei der Betriebsart Modulation (MOD) bestimmt. Auf Grund der gewählten Darstellungsform ist anzunehmen, daß dieser Wert für den Normalhörenden fast genau in der Mitte zwischen den für die Betriebsarten (RHS) und (D) gefundenen Werten liegt. Er wird ebenfalls durch einen Kreis im Diagramm gekennzeichnet. Die entsprechenden Messungen für die Frequenzen 500 Hz und 4000 Hz werden analog in das Diagramm eingetragen und es entsteht somit ein Protokoll entsprechend Abb. 5 u. 8.

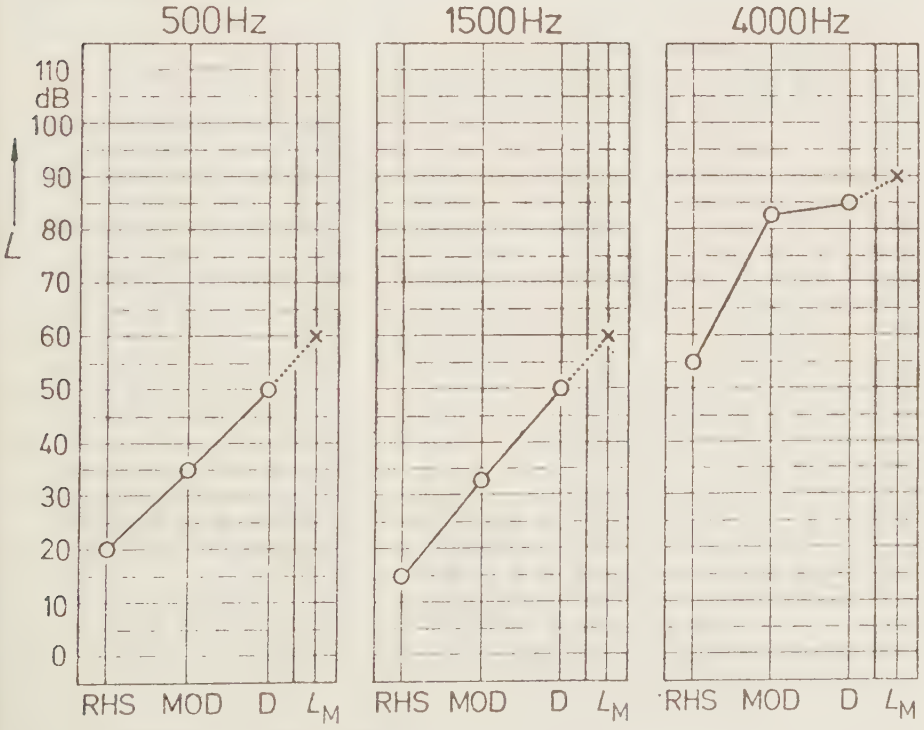

Abb. 8: Darstellung der Messergebnisse

III. Patientengut

Bei den durch klinische Diagnose gesicherten Messungen wurden 34 Fälle von normalem Gehör und 190 Fälle von Schwerhörigkeit ausgewertet. Zur Auswertung der

Messungen zu Zeitauflösungsvermögen liegen außerdem die entsprechenden Ton- und Sprachaudiogramme vor. Die gemessenen Fälle gliedern sich wie folgt auf:

1. 34 Fälle von normalem Gehör
2. 33 Fälle von Schalleitungsschwerhörigkeit
3. 18 Fälle von kombinierter Schwerhörigkeit
4. 13 Fälle von Lärmschwerhörigkeit
5. 9 Fälle von toxischer Schwerhörigkeit
6. 12 Fälle von Hörsturz
7. 14 Fälle von Morbus Ménière
8. 77 Fälle von Altersschwerhörigkeit
9. 14 Fälle von retrocochleärer Schwerhörigkeit

D. ERGEBNISSE

I. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Normalhörenden

Aus dem Patientengut der HNO-Klinik wurde das Zeitauflösungsvermögen bei 34 Probanden mit normalem Gehör gemessen. Bei den normalhörenden Patienten, die wegen anderer Erkrankungen im Hals- Nasenbereich in Behandlung waren, wurden Schwerhörigkeiten durch Tests wie Impedanzmessung, Tonschwellen- und Sprachaudiogramm ausgeschlossen.

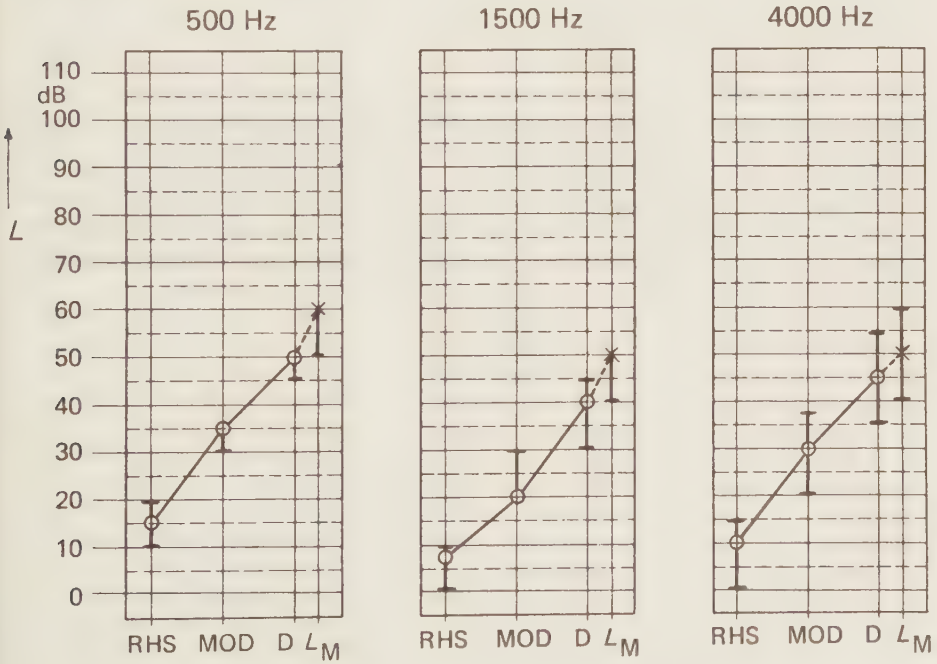

Abb. 9: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei normalhörenden Patienten

Zur Ergebnisdarstellung wurde der Median als 50. Perzentile gewählt, die 25. Perzentile (P 25) und die 75. Perzentile (P 75). Zwischen P 25 und P 75 liegen 50 % der Messergebnisse, wobei 25 % gleiche oder zunächst bessere Werte als der Median darstellen und 25 % gleiche oder nächst schlechtere Werte. Die 25. und die 75 Perzentile werden im folgenden in Klammern nach dem dazugehörigen Median angegeben. Im Falle der Gruppe Normalhörender (Abb. 9) zeigt sich somit folgendes Er-

gebnis: Bei der Testfrequenz 500 Hz lag die durchschnittliche Hörschwelle RHS dieser Patientengruppe bei 15 (10/20) dB (SPL), der Wert für das verdeckende Rauschen L_M bei 60 (50/60) dB (SPL). Bei der Verwendung von Dauerrauschen wurde eine Mithörschwelle D von 50 (45/50) dB (SPL) ermittelt, während die Mithörschwelle MOD bei moduliertem Rauschen einen Median von 35 (30/35) dB (SPL) ergab.

In der Frequenz 1500 Hz wurde für die Ruhehörschwelle RHS ein Zentralwert von 7,5 (0/10) dB (SPL) erreicht und für das verdeckende Rauschen ein Median von 50 (40/50) dB (SPL). Die Werte für die Mithörschwelle D und für MOD lagen bei 40 (30/45) bzw. 20 (20/30) dB (SPL).

Bei 4000 Hz ließ sich für RHS ein Median von 10 (0/15) dB (SPL) und für das verdeckende Rauschen L_M ein Wert von 50 (40/60) dB (SPL) feststellen. Für die durchschnittliche Mithörschwelle D wurden 50 (40/60) dB (SPL) gemessen, während bei Verwendung von moduliertem Rauschen 30 (20/37,5) dB (SPL) erzielt wurden. Bei den meisten Patienten wurde ein Sprachaudiogramm durchgeführt. Der Diskriminationsverlust für Einsilber – ebenfalls als Median angegeben – betrug bei den Normalhörenden 0 %.

II. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit

In 33 Fällen wurde das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit gemessen. Das Patientengut setzte sich aus folgenden Krankheitsbildern zusammen: chron. Otitis media, traumatische Trommelfellperforation, Otosklerosen, Tubenkatarrh, Zerumenpfropf und Zustand nach Tympanoplastik.

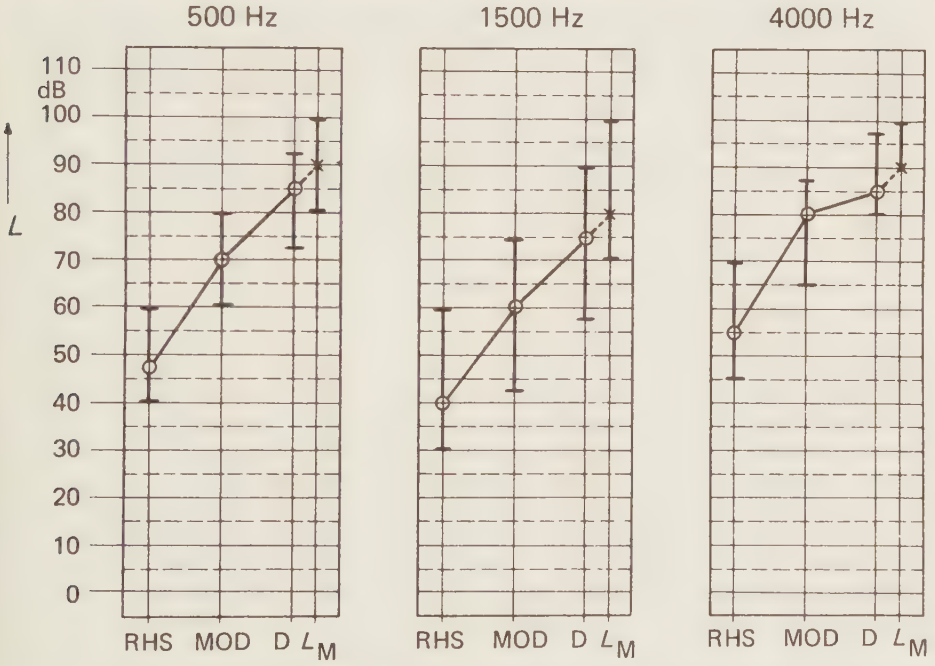

Abb. 10: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit

In den Frequenzbereichen 500 Hz und 1500 Hz ist das Zeitauflösungsvermögen dieser Patientengruppe normal, d. h. der ermittelte Wert für die Mithörschwelle MOD liegt auf einer Geraden zwischen der Hörschwelle RHS und der Mithörschwelle D. Bei 4000 Hz scheint eine Störung der zeitlichen Wahrnehmung vorzuliegen, die jedoch wegen der großen Schwankungsbreite bei genauerem Hinsehen im Bereich der Standardabweichung liegt.

Für die Hörschwelle RHS wurde bei 500 Hz ein Median von 47,5 (40/60) dB (SPL)

ermittelt und für L_M ein Wert von 90 (80/100) dB (SPL). Die Ergebnisse für die Mithörschwellen D und MOD lagen bei 85 (72,5/92,5) dB (SPL) bzw. 70 (60/80) dB (SPL).

Bei 1500 Hz ergaben die Messungen 40 (30/60) dB (SPL) für die durchschnittliche Hörschwelle und 80 (70/100) dB (SPL) für L_M. Für D und MOD ließen sich 75 (57,5/90) dB (SPL) und 60 (42,5/75) dB (SPL) feststellen.

Die durchschnittliche Hörschwelle für 4000 Hz ergab einen Wert von 55 (45/70) dB (SPL). Der Median für L_M lag bei 90 (90/100) dB (SPL), während für die Mithörschwellen D und MOD Werte von 85 (80/97,5) und 80 (65/87,5) dB (SPL) erreicht wurden.

Der Median des ermittelten Diskriminationsverlustes beträgt auch hier 0 %.

III. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit kombinierter Schwerhörigkeit

Es wurde das Zeitauflösungsvermögen von 18 Patienten mit kombinierter Schwerhörigkeit gemessen. Die Krankheiten, aus denen sich dieses Patientengut zusammensetzte, waren chron. Otitis media, Otosklerose und Zustand nach Tympanoplastik Typ III.

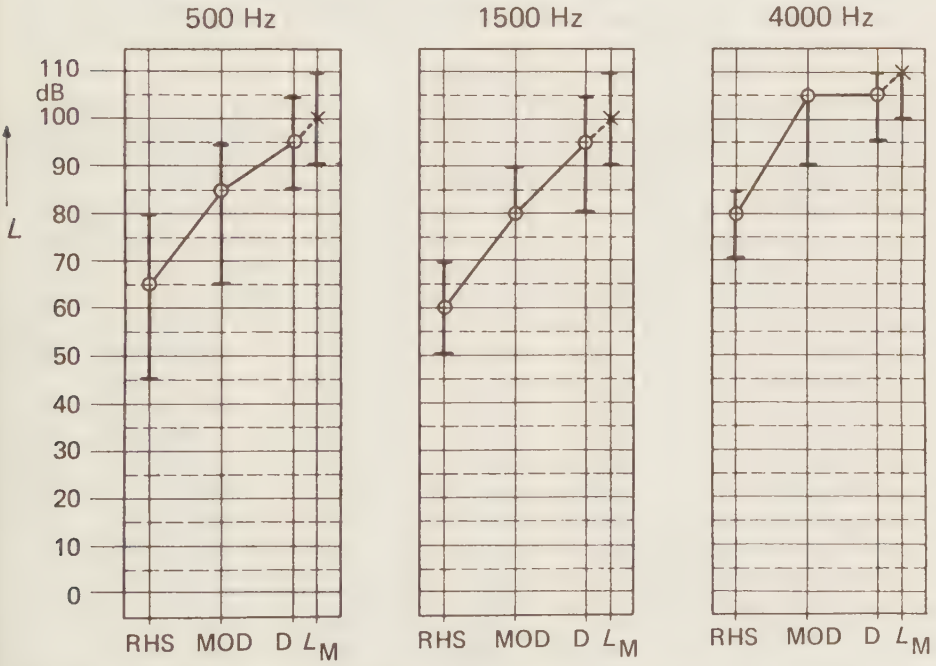

Abb. 11: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit kombinierter Schwerhörigkeit

Bei 500 Hz ergab sich für die Hörschwelle RHS ein Median von 65 (45/80) dB (SPL) und für L_M 100 (90/110) dB (SPL). 95 (85/105) dB (SPL) wurden für die Mithörschwelle D und 85 (65/95) dB (SPL) für MOD getestet.

In der Frequenz 1500 Hz erreichte die Hörschwelle RHS einen Wert von 60 (50/70) dB (SPL) und für L_M wurden 100 (90/110) dB (SPL) gewertet. Die Ergebnisse für D und MOD betrugen 95 (80/105) dB (SPL), bzw. 80 (80/90) dB (SPL). Die durch-

schnittliche Hörschwelle bei 4000 Hz ließ sich auf 80 (70/85) dB (SPL) festlegen und der Wert von L_M auf 110 (100/110) dB (SPL). D und MOD erreichten einen Median von 105 (95/110) und 105 (90/105) dB (SPL).

Der Median der gemessenen Diskriminationsverluste liegt hier bei 10 %.

IV. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Lärmschwerhörigkeit

Das Zeitauflösungsvermögen von 13 Patienten wurde gemessen, die an Lärmschwerhörigkeit litten. Es handelte sich ausschließlich um chronische Lärmschwerhörigkeiten ambulanter Patienten, die zur Begutachtung in der Klinik waren.

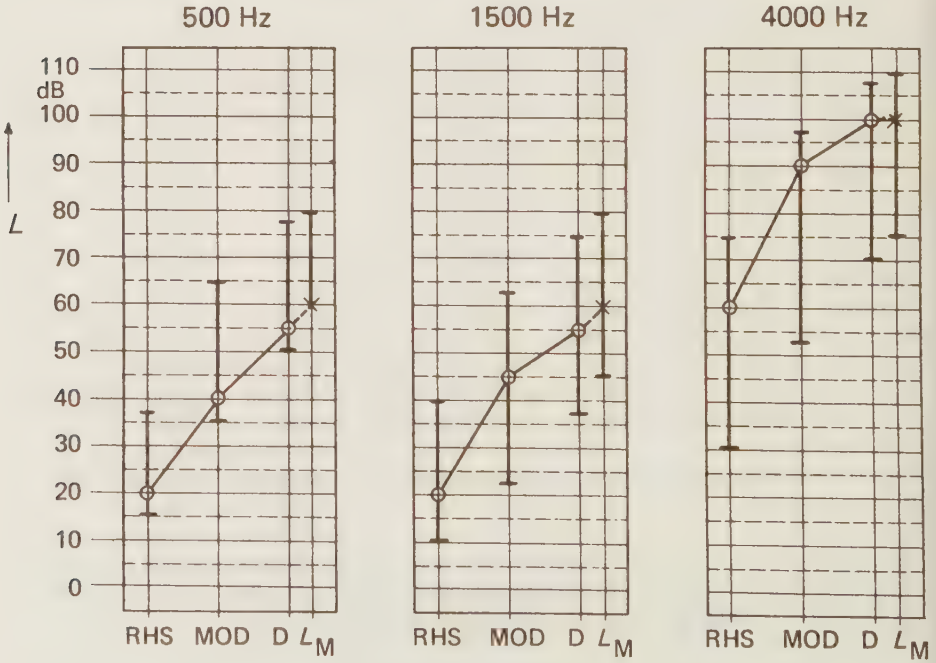

Abb. 12: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit chron. Lärmschwerhörigkeit

Für die Tests im Bereich 500 Hz wurde für RHS ein Median von 20 (15/37,5) dB (SPL) und für L_M ein Zentralwert von 60 (60/80) dB (SPL) ermittelt. 55 (50/77,5) dB (SPL) wurde für die Mithörschwelle D gemessen und 40 (35/65) dB (SPL) für die Mithörschwelle MOD.

Bei 1500 Hz konnte eine durchschnittliche Hörschwelle von 20 (10/40) dB (SPL) und ein L_M-Median von 60 (45/80) dB (SPL) festgestellt werden. Die Messungen der Mithörschwellen D und MOD ergaben Werte von 55 (37,5/75) dB (SPL) und 45 (22,5/62,5) dB (SPL).

Bei der Testtonfrequenz 4000 Hz erreichte diese Patientengruppe eine durchschnittliche Hörschwelle von 60 (30/75) dB (SPL) und für das verdeckende Rauschen einen Median von 100 (75/110) dB (SPL). Die Mithörschwelle für Dauerrauschen ergab einen Wert von 100 (70/107,5) dB (SPL). Unter Verwendung von moduliertem Rauschen wurde ein Median von 90 (52,5/97,5) dB (SPL) erzielt.

In dieser Patientengruppe liegt der Median der ermittelten Diskriminationsverluste bei 15 %.

V. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit toxischer Schwerhörigkeit

In 9 Fällen wurde das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit toxischer Schwerhörigkeit gemessen. Hierbei handelte es sich vorwiegend um toxische Schwerhörigkeiten nach kindlichen Infektionskrankheiten wie Masern, Mumps und anderen Viruserkrankungen und um toxische Schwerhörigkeiten nach der Gabe von ototoxischen Medikamenten.

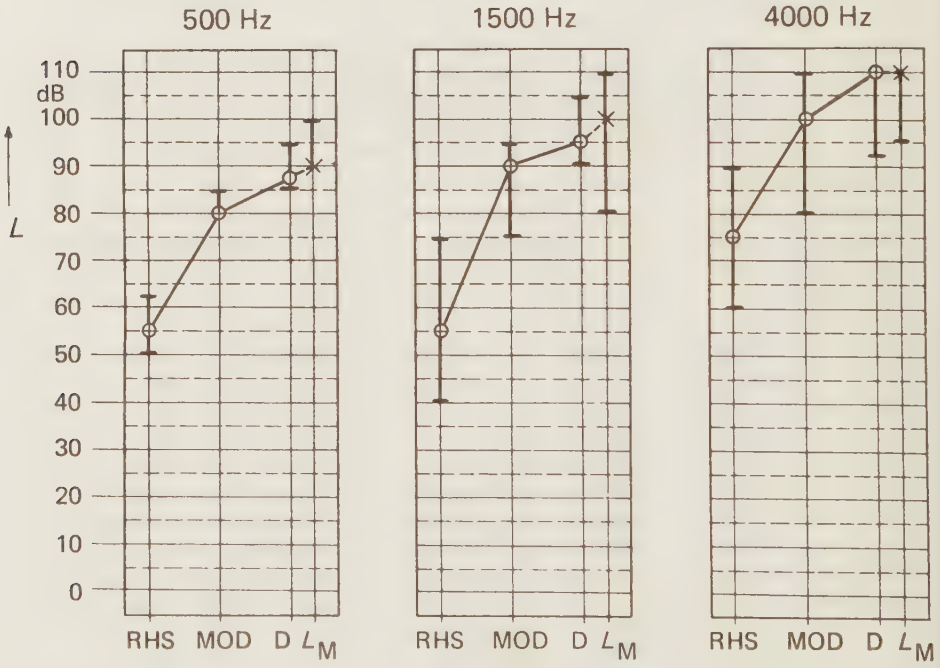

Abb. 13: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit toxischer Schwerhörigkeit

Im Bereich von 500 Hz ließ sich eine durchschnittliche Hörschwelle RHS von 55 (50/62,5) dB (SPL) und ein L_M-Wert von 90 (90/100) dB (SPL) bestimmen. Die Messungen für die Mithörschwelle D ergaben einen Median von 87,5 (85/95) dB (SPL) und für die Mithörschwelle MOD wurden 80 (80/85) dB (SPL) erreicht.

Bei 1500 Hz wurde für RHS ein Median von 55 (40/75) dB (SPL) und für L_M ein durchschnittlicher Wert von 100 (80/110) dB (SPL) ermittelt. Die Ergebnisse für D und MOD betrugen 95 (90/105) und 90 (75/95) dB (SPL).

Die Hörschwelle RHS für die Testtonfrequenz 4000 Hz lag im Schnitt bei 75 (60/90) dB (SPL) und für L_M bei 110 (95/110) dB (SPL). Als Ergebnis für die Mithörschwellen D und MOD wurden 110 (95/110) bzw. 100 (80/110) dB (SPL) ermittelt.

Bei den Diskriminationsverlusten lag der Median bei 50 %.

VI. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Hörsturz

In 12 Fällen wurde das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit Hörsturz gemessen. Das Patientengut setzte sich vorwiegend aus stationär behandelten Personen zusammen, die wegen Hörsturz zur Infusionstherapie in Behandlung waren. Das Zeitauflösungsvermögen wurde teilweise zu einem Zeitpunkt bestimmt, als sich das Gehör bereits im Erholungsstadium befand.

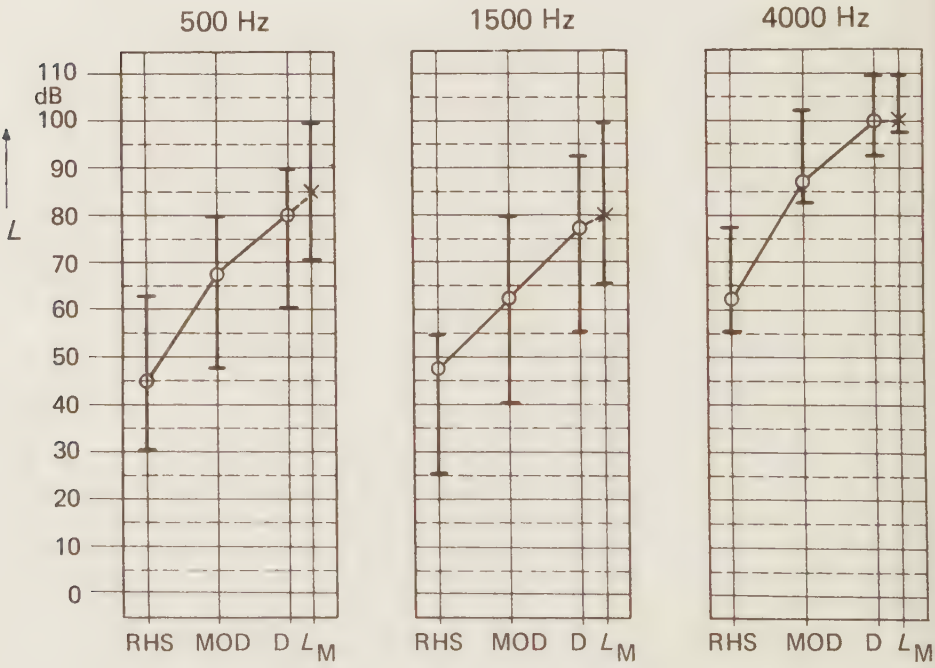

Abb. 14: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Hörsturz

Bei dieser Patientengruppe lag für die Testtonfrequenz 500 Hz die durchschnittliche Hörschwelle bei 45 (30/62,5) dB (SPL), das verdeckende Rauschen L_M bei 85 (70/100) dB (SPL). Der Zentralwert für die Mithörschwelle bei Dauerrauschen betrug 80 (60/90) dB (SPL) und für die Mithörschwelle bei Verwendung von moduliertem Rauschen wurden 67,5 (47,5/80) dB (SPL) ermittelt.

Bei 1500 Hz ergab sich für RHS ein Wert von 47,5 (25/55) dB (SPL) und für L_M 80 (65/100) dB (SPL). Die Mediane für die Mithörschwellen D und MOD erreichten Werte von 77,5 (55/92,5) und 62,5 (40/80) dB (SPL).

Bei der Testtonfrequenz 4000 Hz zeigte sich für die Hörschwelle RHS ein Median von 62,5 (55/77,5) dB (SPL) und für L_M 100 (97,5/110) dB (SPL). Für die Mithörschwelle D wurde ein Zentralwert von 100 (92,5/110) dB (SPL) gemessen, während für die Mithörschwelle MOD ein durchschnittlicher Wert von 87,5 (82,5/102,5) dB (SPL) festgestellt wurde.

Der Median der Diskriminationsverluste ist 10 %.

VII. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Morbus Ménière

Das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit Morbus Ménière wurde in 14 Fällen gemessen. Die Diagnose wurde mittels Tonschwellenaudiogramm gesichert, verschiedener überschwelliger Tests, ausgedehnten Vestibularisprüfungen unter der Frenzelbrille und elektronystagmographischer Registrierung. Die Patienten wurden vorwiegend im anfallsfreien Stadium untersucht. Sie kamen teilweise zur ambulanten Kontrolle und waren teilweise in stationärer Behandlung.

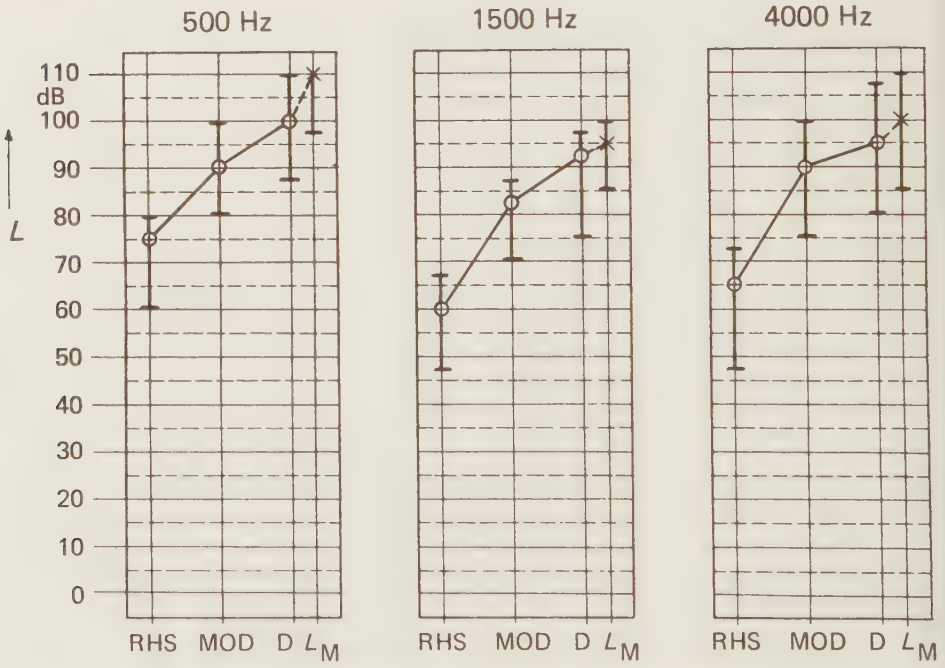

Abb. 15: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Morbus Ménière

Die Patienten, die an Morbus Ménière erkrankt waren, erreichten bei einer Testtonfrequenz von 500 Hz eine durchschnittliche Hörschwelle von 75 (60/80) dB (SPL) und das verdeckende Rauschen lag bei 110 (97,5/110) dB (SPL). Die Mithörschwelle unter Verwendung von Dauerrauschen zeigte einen Wert von 100 (87,5/110) dB (SPL) und die Messung bei moduliertem Rauschen betrug 90 (80/100) dB (SPL).

Bei 1500 Hz erzielten diese Patienten einen Median für RHS von 60 (47,5/67,5) dB (SPL) und für L_M von 95 (85/100) dB (SPL). Die Ergebnisse für die Mithörschwellen D und MOD wiesen die durchschnittlichen Werte von 92,5 /75/97,5) und 82,5 (70/87,5) dB (SPL) auf.

Für die Frequenz 4000 Hz ergaben sich für die Hörschwelle RHS 65 (47,5/72,5) dB (SPL) und für das Dauerrauschen L_M 100 (85/110) dB (SPL). Für die Mithörschwelle bei Dauerrauschen lag der Median bei 95 (80/107,5) dB (SPL) und für MOD wurde ein Wert von 90 (75/100) dB (SPL) ermittelt.

Der Zentralwert für die Diskriminationsverluste beträgt 10 %.

VIII. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Altersschwehörigkeit

In 77 Fällen wurde das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit Altersschwerhörigkeit gemessen. Es handelte sich hierbei teils um Patienten, die in ambulante Behandlung zur Anpassung eines Hörgerätes gekommen waren, teils um Patienten, die sich wegen anderer Krankheiten in der HNO-Klinik aufhielten.

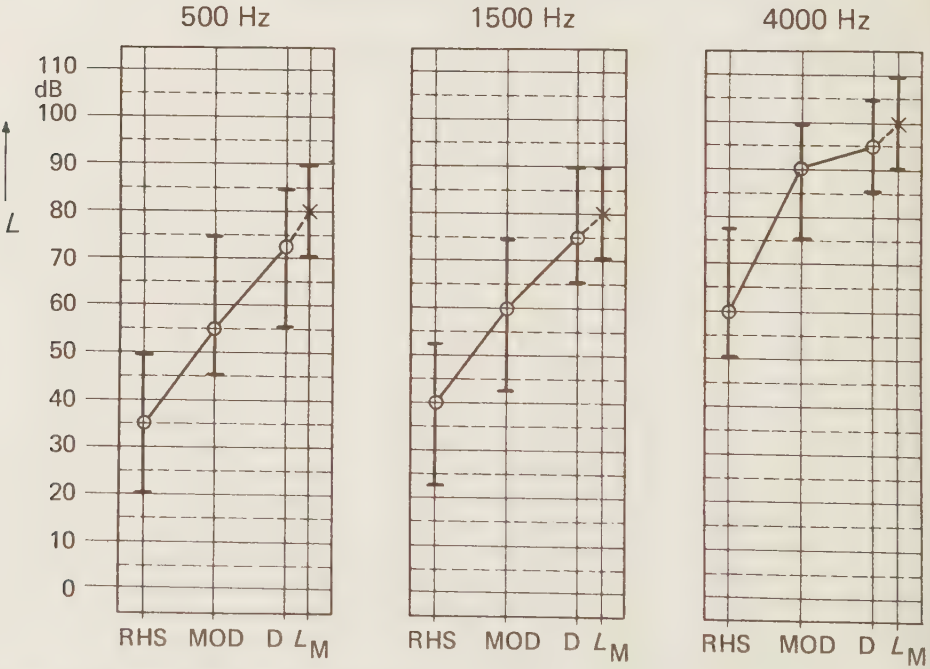

Abb. 16: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit Altersschwerhörigkeit

Die altersschwerhörigen Patienten erzielten bei 500 Hz für die Hörschwelle einen durchschnittlichen Wert von 35 (20/50) dB (SPL) und für das verdeckende Rauschen einen Wert L_M von 80 (70/90) dB (SPL). Für die Mithörschwellen D und MOD wurden 72,5 (55/85) dB (SPL) bzw. 55 (45/75) dB (SPL) ermittelt.

Die durchschnittliche Hörschwelle für 1500 Hz lag bei 40(22,5/52,5) dB (SPL), das verdeckende Rauschen bei 80 (70/90) dB (SPL). Für MOD betrug der Median 60

(42,5/75) dB (SPL, während für D ein Wert von 75 (65/90) dB (SPL) festgehalten wurde.

Bei der Testtonfrequenz 4000 Hz ergab sich erwartungsgemäß eine relativ hohe Hörschwelle RHS von 60 (50/77,5) dB (SPL) und daher auch in L_M in Höhe von 100 (90/110) dB (SPL). Die Mithörschwelle unter Verwendung von Dauerrauschen lag bei 95 (85/105) dB (SPL) und unter moduliertem Rauschen sank sie auf 90 (75/100) dB (SPL).

Für die Diskriminationsverluste wurde ein Median von 20 % gemessen.

IX. Messung des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit retrocochleärer Schwerhörigkeit

Das Zeitauflösungsvermögen von Patienten mit retrocochleärer Schwerhörigkeit wurde in 14 Fällen gemessen. In fast allen Fällen lautete die klinisch gesicherte Diagnose Akustikusneurinom.

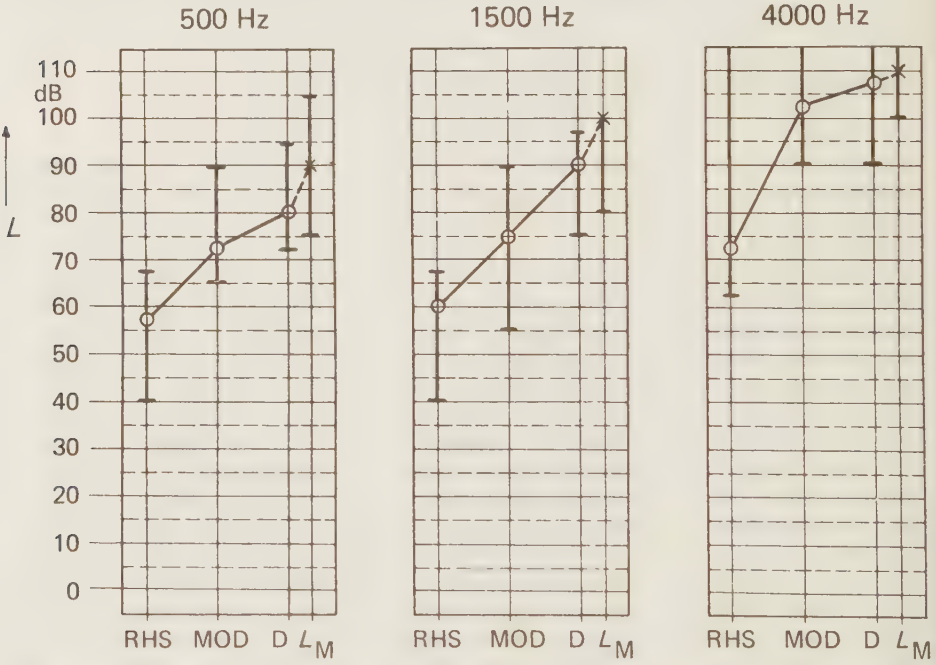

Abb. 17: Diagramm des Zeitauflösungsvermögens bei Patienten mit retrocochleärer Schwerhörigkeit

Diese Patientengruppe erzielte bei der Testtonfrequenz 500 Hz für die Hörschwelle einen Median von 57,5 (40/67,5) dB (SPL) und entsprechend für das verdeckende Rauschen einen Wert von 90 (75/105) dB (SPL). Die Ergebnisse für D und MOD lagen bei 80 (72,5/95) und 72,5 (65/90) dB (SPL).

Bei 1500 Hz wurden für RHS ein Schnitt von 60 (40/67,5) dB (SPL) und für den Rauschpegel L_M ein Median von 100 (80/100) dB (SPL) gemessen. Die Mithörschwelle D ergab 90 (75/97,5) dB (SPL), hingegen wurde für die Mithörschwelle

unter Verwendung von moduliertem Rauschen ein Median von 75 (55/90) dB (SPL) erreicht.

Bei der Testtonfrequenz 4000 Hz konnte für keine der möglichen Betriebsarten die 75. Perzentile ermittelt werden, da diese Werte außerhalb des Messbereichs des Gerätes lagen. Der Zentralwert für die Hörschwelle RHS zeigt 72,5 (62,5/ –) dB (SPL) an, während der Median für L_M 110 (100/ –) dB (SPL) ergab. Die Mithörschwelle bei Dauerrauschen ließ sich bei 107,5 (90/ –) dB (SPL) feststellen und bei moduliertem Rauschen erreichte sie einen durchschnittlichen Wert von 102,5 (90/ –) dB (SPL).

Bei den ebenfalls ermittelten Diskriminationsverlusten ergab der Median 35 %.

E. DISKUSSION

Der hier dargestellte einfache, audiometrische Test zur Messung des Zeitauflösungsvermögens des Gehörs wurde von Patienten aller Altersstufen gut aufgenommen. Jeder einzelne Patient war in der Lage, bei relativ geringem Zeitaufwand verwertbare und gültige Messergebnisse ohne Schwierigkeiten zu liefern, die auch reproduzierbar waren.

Für den Normalhörenden, oder besser gesagt für einen Patienten mit normalem Zeitauflösungsvermögen des Gehörs, liegen die unter diesen Randbedingungen gefundenen drei als Kreise eingetragene Meßwerte (RHS), (MOD) und (D) ziemlich genau (± 2,5 dB) auf einer Geraden, auf der in der gewählten Darstellung etwa auch der Wert für L_M liegt. Diese Form der Lage der Messpunkte erlaubt eine einfache und schnelle Prüfung der Funktionsfähigkeit des Gehörs bezüglich des Zeitauflösungsvermögens. Entsprechend der Messungen gilt als gesichert, daß ein Patient ein normales Zeitauflösungsvermögen des Gehörs besitzt, wenn die im Protokoll als Kreise eingetragenen Daten auf einer Geraden liegen.

Das in Abb. 8 dargestellte Protokoll ist als Beispiel für ein nicht normales Zeitauflösungsvermögen eines Patienten bei hohen Frequenzen mit einem Hörverlust von etwa 50 dB oberhalb 3000 Hz anzusehen. Bei mittleren und tiefen Frequenzen zeigt der Patient normales Verhalten, bei hohen Frequenzen ist jedoch nicht nur die Hörschwelle angehoben, sondern auch die Mithörschwelle (MOD) ganz deutlich über die Verbindungsgerade zwischen (RHS) und (D) erhöht. Zur einfacheren Darstellung der erlangten Ergebnisse wird ein über alle drei Testtonfrequenzen gemittelter Faktor D-MOD/MOD-RHS eingeführt, der nachfolgend in einer Tabelle den gemessenen Diskriminationsverlusten gegenübergestellt wird. Im Mithörschwellenperiodenmuster (Abb. 4) würde dies einer nur ganz geringen Absenkung während der Pause entsprechen, in der kein Rauschen angeboten wird. Die Methode der Messung der Mithörschwellen von Testtönen, verdeckt durch Oktavdauerrauschen bzw. durch amplitudenmoduliertes Rauschen, ergibt denselben Sachverhalt auf wesentlich einfachere Weise und mit deutlichen Ergebnissen.

Bei der angewandten Messmethode zeigt die Gruppe der Normalhörenden, wie erwartet, in allen drei Frequenzen keine nennenswerten Hörverluste und die Messergebnisse lassen bei 500 Hz, 1500 Hz und 4000 Hz keine Beeinträchtigung des Zeitauflösungsvermögens erkennen.

Die gesammelten Daten bei der Schalleitungsschwerhörigkeit (Abb. 10) zeigen etwa

40 - 50 dB Hörverlust mit großen individuellen Abweichungen, jedoch kein Hinweis auf eine Störung des Zeitauflösungsvermögens bei 500 Hz und 1500 Hz. Bei 4000 Hz hingegen scheint eine Störung der zeitlichen Wahrnehmung vorzuliegen, die jedoch wegen der großen Schwankungsbreite bei genauerem Hinsehen im Bereich der Standardabweichung liegt.

Bei den kombinierten Schwerhörigkeiten (Abb. 11) sind ebenfalls in allen Frequenzbereichen hohe Hörverluste zu erkennen, mit Zunahme in Richtung höherer Frequenz. Das Zeitauflösungsvermögen ist bei 500 Hz und 1500 Hz normal, jedoch bei 4000 Hz deutlich beeinträchtigt. In diesem Bereich liegt auch vorwiegend eine Innenohrschwerhörigkeit vor, während die Schalleitungskomponente relativ gering ist.

Bei der Lärmschwerhörigkeit (Abb. 12) liegt der Hörverlust im Bereich von 4000 Hz bei ca. 60 dB, wobei die individuellen Unterschiede bei 1500 Hz und 4000 Hz sehr groß sind. Die Messungen zeigen auch einen leichten Hörverlust im niederen Frequenzbereich. Das Zeitauflösungsvermögen ist bei 500 Hz und 1500 Hz normal, scheint aber bei 4000 Hz beeinträchtigt.

Auch bei der toxischen Schwerhörigkeit (Abb. 13) sind die Hörverluste hoch und nehmen zu in Richtung höherer Frequenzen. Das Zeitauflösungsvermögen ist bei 500 Hz und 4000 Hz leicht, bei 1500 Hz hingegen erheblich gestört.

Die ermittelten Ergebnisse beim Hörsturz (Abb. 14) zeigen in allen Frequenzbereichen hohe Hörverluste mit großen individuellen Abweichungen. Das Zeitauflösungsvermögen bleibt bei 500 Hz und 1500 Hz unverändert, ist bei 4000 Hz jedoch deutlich eingeschränkt.

Im Falle der Patientengruppe mit Morbus Menière (Abb. 15) erreicht der Hörverlust höhere Werte bei den niederen Frequenzen. Bei niederen Frequenzen um 500 Hz und mittleren um 1500 Hz ist das Zeitauflösungsvermögen jedoch nur leicht eingeschränkt, während im hohen Frequenzbereich um 4000 Hz eine erhebliche Einschränkung zu verzeichnen ist.

Ähnlich wie beim Hörsturz stellen sich auch die Ergebnisse bei der Altersschwerhörigkeit (Abb. 16) dar. Keine Auswirkungen bezüglich einer Verminderung des zeitlichen Auflösungsvermögens zeigen sich bei 500 Hz und 1500 Hz. Der deutliche Hörverlust bei 4000 Hz weist dazu auch eine starke Beeinträchtigung des Zeitauflösungsvermögens auf.

Bei den retrocochleären Schwerhörigkeiten (Abb. 17) wurden in den drei gegebenen Frequenzen erhebliche Hörverluste gemessen, obgleich etwas mehr in Richtung höherer Frequenz. Ähnlich verhält es sich beim Zeitauflösungsvermögen, bei 500 Hz zeigt sich die Tendenz einer Einschränkung, bei 1500 Hz scheint es normal, während bei 4000 Hz eine signifikante Beeinträchtigung zu verzeichnen ist.

Die erarbeiteten Messergebnisse werden in der nachfolgenden Tabelle mit Hilfe des bereits erwähnten Faktors D-MOD/MOD-RHS zusammengefaßt dargestellt und mit dem entsprechenden Diskriminationsverlust verglichen.

	Faktor D-MOD/MOD-RHS	Diskr.-verlust
Normalhörende	0,92	0 %
Schalleitungsschwerhörigkeit	0,52	0 %
kombinierte Schwerhörigkeit	0,38	10 %
Lärmschwerhörigkeit	0,47	15 %
toxische Schwerhörigkeit	0,26	50 %
Hörsturz	0,56	10 %
Morbus Menière	0,40	10 %
Altersschwerhörigkeit	0,53	20 %
retrocochleäre Schwerhörigkeit	0,46	35 %

Abb. 18: tabellarische Gegenüberstellung vom ermittelten Faktor D-MOD/MOD-RHS und dem entsprechenden Diskriminationsverlust;

Per definitionem ist das Zeitauflösungsvermögen dann am wenigsten gestört, je näher der errechnete Faktor dem Wert 1 kommt. Beim Vergleich der aus den drei Frequenzen gemittelten Faktoren mit den entsprechenden Diskriminationsverlusten in Prozent konnte keine eindeutige Korrelation festgestellt werden. Zwar zeigte sich, daß zum Beispiel bei Patienten mit toxischer Schwerhörigkeit der Faktor D-MOD/MOD-RHS mit einem hohen Diskriminationsverlust einhergeht, jedoch weisen andere Beispiele starke Divergenzen auf. Die Korrelation der beiden Werte bedarf für die jeweiligen Patientengruppen einer weiteren Untersuchung in einem größeren Rahmen.

Die Ergebnisse deuten darauf hin, daß das Zeitauflösungsvermögen zuerst in den hohen Frequenzen beeinträchtigt ist, wo der Hörverlust ebenfalls hoch ist. Dies ist durch die Daten der Messungen für Morbus Ménière, Altersschwerhörigkeit, Hörsturz, Lärmschwerhörigkeit und Schalleitungsschwerhörigkeit, genauso wie für retrocochleäre und kombinierte Schwerhörigkeiten dokumentiert. Bei der toxischen Schwerhörigkeit scheint das Zeitauflösungsvermögen jedoch bei 1500 Hz mehr gestört. Keine Einbuße der zeitlichen Wahrnehmung im Bereich 500 Hz und 1500 Hz wurde bei der Altersschwerhörigkeit, beim Hörsturz, bei der Lärmschwerhörigkeit, der Schalleitungsschwerhörigkeit und der kombinierten Schwerhörigkeit gefunden. Aus diesem Grund ist eine Differenzialdiagnose bezüglich der Krankheitsbilder oder des Ortes der Störung – Innenohr oder retrocochleär – allein durch dieses Protokoll des Zeitauflösungsvermögens nicht möglich.

Auf den ersten Blick scheinen die Ergebnisse darauf hinzuweisen, daß bei zunehmender Schwerhörigkeit auch eine Beeinträchtigung des Zeitauflösungsvermögens eintritt.

F. ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Das Zeitauflösungsvermögen ist nebem dem Frequenzauflösungsvermögen die wichtigste Fähigkeit des menschlichen Ohres, die uns die Wahrnehmung der Sprache ermöglicht. Nach einer einfachen Methode der klinischen Messung des Zeitauflösungsvermögens wurde gesucht und in dem beschriebenen audiometrischen Test gefunden. Grundlage hierfür bildet das Mithörschwellenperiodenmuster, bzw. das Verfahren der Frequenzbandbegrenzung des verdeckenden Schalls. Im klinischen Gebrauch hat sich diese Messmethode als einfach erwiesen, leicht verständlich und gut durchführbar. Die Messergebnisse des Zeitauflösungsvermögens wurden eingeteilt in Normalhörende und acht pathologische Gruppen. Bei Altersschwerhörigkeit, sowie bei kombinierter Schwerhörigkeit zeigt sich eine normale Zeitwahrnehmung im niederen und mittleren Frequenzbereich, jedoch beeinträchtigtes Zeitauflösungsvermögen bei 4000 Hz. Die Messungen bei retrocochleärer Schwerhörigkeit und Morbus Menière ergeben eine Tendenz zum verminderten Zeitauflösungsvermögen in allen Frequenzbereichen, besonders bei 4000 Hz, während die toxisch bedingte Schwerhörigkeit die größte Abschwächung der zeitlichen Wahrnehmung bei 1500 Hz aufweist.

Der entscheidende Vorteil der angewandten Messmethode liegt darin, daß sie für die Patienten einen gewohnten Test darstellt, der leicht verständlich und bis zu großen Hörverlusten hin einfach zu handhaben ist. Auf Grund dieser Eigenschaften und der gut verwertbaren Messergebnisse, erscheint diese Form der Messung des Zeitauflösungsvermögens für routinemäßige Untersuchungen sehr geeignet.

G. LITERATURVERZEICHNIS

1 Békésy, G. von: Physik. Z. 29 (1928) 793

2 Békésy, G. von: Physik. Z. 34 (1933) 577

3 Békésy, G. von: J. acoust. Soc. Amer. 19 (1947) 452

4 Békésy, G. von: J. acoust. Soc. Amer. 23 (1951) 576

5 Fastl, H.: Temporal masking effects: I. Broad band noise masker. Acustica 35 (1976) 287 – 302

6 Fastl, H.: Temporal masking effects: II. Critical band noise masker. Acustica 36 (1977) 317 – 331

7 Fastl, H.: Temporal masking effects: III. Pure tone masker. Acustica

8 Fastl, H. u. Zwicker, E.: Ein Gerät zur Messung von Pegel- und Frequenzunterschiedsschwellen. Z. Hörger. Akustik 18 (1979) 26 – 34.

9 Frank, O.: Z. Biol. 85 (1926) 91

10 Galambos u. Davis, J.: Neurophysiology 6 (1943) 39

11 Galambos et al.: Amer. J. Physiol. 197 (1959) 5527

12 Heermann, H.: Arch. Ohr-, Nas. u. Kehlk.- Heilk. 173 (1958) 377

13 Heermann, H.: Laryng. Rhinol. 58 (1979) 318 – 322

14 Hornbostel, E., M. Wertheimer: Sitzungsber. preuß. akad. Wiss., Berlin 1920

15 Kiang: Discharge patterns of single fibers in the Cats audit. nerve. Massach. Inst. of Technology, Cambridge Press, New York 1965

16 Keidel, W.D., M.E. Wigand: Pflügers Arch. ges. Physiol. 270 (1960) 347

17 Keidel, W.D.: Handbuch HNO-Hk., Bd. III/1, 1965, 224

18 Keidel, David, Finkenzeller, Kallert, Plattig, Rinsdorf, Spreng: Physiologie des Gehörs, Thieme, Stuttgart 1975

19 Kietz, H.: Kontinuierliche Geräuschaudiometrie mit und ohne Adaptation. Arch. Ohr.-, Nas.-, u. Kehlk.- Heilk. 173 (1958), 243 – 248

20 Klinke R.: Physiologie des Gleichgewichtssinnes, des Hörens und des Sprechens in: Schmidt, R.F. u. G. Thews, Einführung in die Physiologie des Menschen, Springer, Berlin 1976

21 Kreidl, Gatscher: Pflügers Arch. ges. Physiol. B 200 (1923) 366

22 Lehnhardt, E.: Praktische Audiometrie, Thieme, Stuttgart, 1978

23 Lorente de No: Laryngoscope (St. Louis) 43 (1933) 1

24 Lüscher, E. and Zwislocki, J.: Adaptation of the ear to sound stimuli. J. Acoust. Soc. Amer. 21 (1949) 135

25 Meyer zum Gottesberge: Arch. Ohr-, Nas. u. Kehlk.-Heilk. 147 (1940) 219

26 Ranke, O.: Physiologie des Gehörs, Springer, Berlin 1953

27 Schwartzkopf: Umschau (1960) 4

28 Skudrzyk, E.: Grundlagen der Akustik, Springer, Berlin 1954

29 Stevens u. Davis: "Hearing", Wiley and Sons, New York 1948

30 Vosteen, K.H.: Zur Messung der Readaptation des Ohres. Z. Laryng. Rhinol. 37 (1958), 478

31 Wever, E.: Theory of Hearing, Wiley and Sons, New York 1949

32 Zwicker, E. Mithörschwellenperiodenmuster amplidutenmodulierter Töne. Acustica 36 (1976) 113 – 120

33 Zwicker, E.: Ein Gerät zur Messung des Zeitauflösungsvermögens des Gehörs.

34 Zwicker, E., K. Schorn: Temporal Resolution in Hard-Hearing Patients, Audiology, im Druck

Frau Prof. Dr. K. Schorn gilt mein Dank für die freundliche Überlassung des Themas, für die wertvollen Hinweise und die Unterstützung, die mir bei der Ausführung dieser Arbeit zuteil wurden.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. H. H. Naumann als Direktor der HNO-Klinik für den Arbeitsplatz, den er mir in seiner Klinik zur Verfügung gestellt hat.

LEBENSLAUF

Herbert Ernst Friedrich Veith, röm.-kath.

08.07.47	geboren in Augsburg, als Sohn des Augenoptikermeisters Ernst Veith und der Verlagsangestellten Erika Veith
01.09.53 – 13.07.57	Wittelsbacher Volksschule Augsburg
03.09.57 – 05.04.63	Oberrealschule Augsburg
01.09.63 – 28.02.67	Augenoptikerlehre bei Firma Optiker Seufert, Augsburg, Eberlestraße 1
28.02.67 – 30.06.67	Augenoptikergehilfe in der gleichen Firma
10.07.67 – 29.06.68	Augenoptikergehilfe in Schweden bei Optiker Tottie, Kalmar, Kaggensgatan
01.10.68 – 31.03.70	Wehrdienst bei der Luftwaffe als Bildgerätemechaniker
16.03.70 – 31.07.72	Höhere Fachschule für Augenoptik in München – erfolgreicher Abschluß als staatl. gepr. Augenoptiker und Augenoptikermeister
22.07.70	mittl. Reife als externer Prüfling an der Carl-von-Linde-Realschule München
01.08.70 – 31.10.70	
u.1.8.71 – 31.10.71	Augenoptiker in Südwestafrika bei Firma Windhoek Optics
01.08.72 – 30.06.74	Augenoptikermeister bei Firma Carl Curow, München, Augustenstraße 64
01.07.67 – 31.07.73	ständiger Mitarbeiter der optischen Fachzeitschrift "Neues Optikerjournal"
17.01.73	Begabtenabitur in München, Kultusministerium, anschließend erste Bewerbung um einen Medizinstudienplatz
01.07.74 – 30.04.76	Augenoptikermeister in der Firma Optische Zentrale Albert Singer, Villingen, Obere Straße 15 – weitere Beschäftigung dort auch in allen folgenden Semesterferien
01.05.76	Beginn des Studiums der Medizin
25.08.78	ärztliche Vorprüfung
20.03.80	erster Abschnitt der ärztl. Prüfung
19.03.82	zweiter Abschnitt der ärztl. Prüfung
07.04.83	dritter Abschnitt der ärztl. Prüfung
20.04.83	mündlicher Teil des dritten Abschnitts